

日本国特許庁  
PATENT OFFICE  
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて  
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed  
with this Office.

出願年月日  
Date of Application:

1995年 6月 9日

出願番号  
Application Number:

平成 7年特許願第143525号

出願人  
Applicant(s):

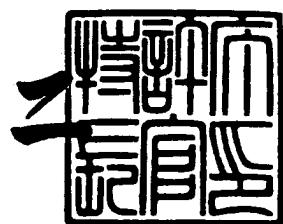
株式会社東芝



1996年 1月 5日

特許庁長官  
Commissioner,  
Patent Office

清川佑



出証番号 出証特平07-3078820

【書類名】 特許願  
【整理番号】 A009500964  
【提出日】 平成 7年 6月 9日  
【あて先】 特許庁長官 殿  
【国際特許分類】 A61B 8/00  
【発明の名称】 超音波診断装置  
【請求項の数】 3  
【発明者】  
【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内  
【氏名】 神山 直久  
【特許出願人】  
【識別番号】 000003078  
【氏名又は名称】 株式会社 東芝  
【代表者】 佐藤 文夫  
【代理人】  
【識別番号】 100058479  
【弁理士】  
【氏名又は名称】 鈴江 武彦  
【電話番号】 03-3502-3181  
【手数料の表示】  
【納付方法】 予納  
【予納台帳番号】 011567  
【納付金額】 21,000円  
【提出物件の目録】  
【物件名】 明細書 1  
【物件名】 図面 1  
【物件名】 要約書 1  
【包括委任状番号】 9004672

特平 7-143525

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に造影剤を注入し、前記被検体の断面を超音波でスキャンし、得られたエコー信号に基づいてBモード画像を生成する超音波診断装置において、

同一走査線に対して超音波の送受信を少なくとも2回繰り返しながら走査線を順次切り換えていくことにより前記被検体の断面をスキャンする走査手段と、

前記走査手段により得られた同一走査線に関する2つのエコー信号どうしを差分する差分手段と、

前記差分手段による差分信号に基づいて前記Bモード画像を生成する生成手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記差分手段は、同一走査線に対する1回目の送受信により得られるエコー信号と前記造影剤が崩壊後のn回目( $n \geq 2$ )の送受信により得られるエコー信号とを差分することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記走査手段は、同一走査線に対して超音波の送受信を2回繰り返し、且つ2回の送受信の間に前記造影剤を崩壊させるために必要なパワーで超音波パルスを送信することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、超音波造影剤を用いて血流パフュージョンの検出およびそのパフュージョンの定量評価を行うことの可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波は医学的な見地から様々に応用されているが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得る超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲検査法で、組織の断層像を表示するものであり、X線診断裝

置、X線CT装置、MRIおよび核医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い、およびカラーフローマッピングにより血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われている。特に、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、ベッドサイドへ移動していっての検査も容易に行えるなど簡便である。

#### 【0003】

このような超音波診断装置において、たとえば、心臓および腹部臓器などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価が行われつつある。静脈からの造影剤注入は侵襲性が小さいので、この血流動態の評価法による診断が普及しつつある。造影剤の多くは微小気泡が反射源となり、その注入量・濃度が高ければ造影効果は大きくなるが、気泡の性質上超音波照射によって造影効果時間の短縮などが起こる。近年、持続性・耐圧型の造影剤も開発されているが、体内に長時間存続することは侵襲性を増すことが予想される。

#### 【0004】

造影剤を用いた診断の最も基本的なものは、造影剤による輝度増強の有無を調べることにより診断部位における血流の有無を知るというものである。さらに進んだ診断としては、診断部位における造影剤の空間分布の時間変化の様子を輝度変化の広がりや輝度増強の程度を見て行われており、また、造影剤注入から関心領域（ROI）にそれが到達するまでの時間およびROI内の造影剤によるエコー輝度の時間変化曲線（TDC（Time Density Curve））あるいは最大輝度などを求めることにより行われている。そして従来、造影剤による超音波エコーのエコーレベル変化の検出は、Bモード画像の輝度レベルの変化を単に視覚的に認識するか、複数のイメージデータを装置内に記憶させておき、後で各画像を呼び出しヒストグラム計算機能などを用いてエコーレベル変化の定量測定やTDCの作成が行われていた。

#### 【0005】

造影剤によるコントラストエコーを超音波診断装置によって増強効果を高める手法として、ハーモニックエコーが考えられている。この手法は、造影剤の微小気泡がその弾性作用により音響的に非線形現象を引き起こし、それに気泡エコーが送信超音波の基本周波数に対する2次高調波（ハーモニクス）成分を含むことを利用して、ハーモニクスを生じにくい体内の各部被検体臓器と周波数レベルでの差別化を図ろうとするものである。つまり、エコーは、送信超音波の基本周波数成分と造影剤によるハーモニクス成分を含むが、基本周波数成分をフィルタで除去することにより、ハーモニクス成分だけを取り出すことができる。そしてこのハーモニクス成分に基づいてBモード画像を生成し表示することで、造影剤の存在部分、つまり血流部分を強調して映像化することが可能となる。

#### 【0006】

##### 【発明が解決しようとする課題】

造影剤を用いた上述の手法には、いくつかの問題が存在する。まず、造影剤の微小気泡は非常にデリケートであり、超音波照射によって極短時間のうちに崩壊・消失してしまうということである。本来、気泡の反射強度は、生体内の散乱組織に比べ非常に大きいため、極微量の微小気泡が存在しても造影効果は大きいのであるが、実際には超音波の照射により瞬時に消失してしまう。このためBモード画像での診断の場合、非常に多量の造影剤を継続的に注入することが必要となる。造影剤注入による輝度増強は、当然ながら造影剤の注入量もしくは濃度が高いほどその効果は高いと言える。しかしながら注入量の増加は患者への侵襲性を増すことになる。複数回の注入による診断も同様に侵襲性が高くなる。

#### 【0007】

次に定量評価の妨げとなるいくつかの要因を述べる。例えば、装置側の要因としては画像ノイズ、スペックルパターンによる時間方向の被検体局所間もしくは注入間の輝度のバラツキ、造影剤側の要因としてはエコー散乱体の生成、持続の不安定さによる輝度バラツキが考えられる。現在、これらの要因を回避するためには、複数回の測定を行うことによって、平均的な結果を得る方法が考えられる。

#### 【0008】

ハーモニックエコー法についての問題は次に示すようなものが挙げられた。す

なわち、

- (1) 現実のシステム構築の際には、装置の内部回路あるいは超音波送信部において基本周波数以外の周波数成分も画像化に寄与する、
- (2) 超音波の伝搬によっても微かな非線形現像が発生する、ことである。

#### 【0009】

これらの問題は、ハーモニック成分の映像に、不必要的情報が加わることになり、造影剤の増強効果を低減させてしまう要因となる。

このように超音波造影剤は超音波照射により極短時間にうちに崩壊してしまうため、その増強効果を画像上で好ましくとらえることは困難であった。しかもこの点を補填するためには継続的に多量の造影剤を注入しなければならず、被検体への影響が懸念される。

#### 【0010】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、より少量の造影剤投与で安定かつ効率的に造影剤からのエコーを受信し、これによってより詳細な血流動態の診断が可能となる超音波診断装置を提供することである。

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記被検体の断面を超音波でスキャンし、得られたエコー信号に基づいてBモード画像を生成する超音波診断装置において、同一走査線に対して超音波の送受信を少なくとも2回繰り返しながら走査線を順次切り換えていくことにより前記被検体の断面をスキャンする走査手段と、前記走査手段により得られた同一走査線に関する2つのエコー信号どうしを差分する差分手段と、前記差分手段による差分信号に基づいて前記Bモード画像を生成する生成手段とを具備する。

#### 【0012】

##### 【作用】

本実施例によれば、同一走査線に対して超音波が少なくとも2回ずつ送受信される。造影剤は超音波の照射を受けると全て又は一部が消失する。したがって、同一走査線に対して1回目の送受信のときの造影剤の存在量に対して、2回目以

降のそれは確実に減少している。つまり、1回目の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分に対して、2回目以降の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分は確実に減少することになる。一方、造影剤以外の組織からの反射成分は1回目と2回目以降では大きく変化することはない。したがって、1回目の送受信によるエコー信号から2回目以降の送受信によるエコー信号を差分した差分信号は消失した造影剤を反映していることになり、このような差分信号に基づいてBモード画像を生成することにより、造影剤の分布、つまり血流動態のみを画像化することが可能となる。このように本発明は、造影剤が崩壊しやすいというマイナス面の性質を積極的に活用して、造影効果を強調するものである。また、本発明では体内で持続性・耐圧性のある侵襲性の高い危険な造影剤の使用を解除し得る。

#### 【0013】

##### 【実施例】

以下に、本発明の実施例を図面に基づき説明する。本発明は心筋への血流状態を見る場合に限定されるものではないが、以下には心臓、特に左心室系の筋肉への血流状態から異常部位を同定する場合について説明する。

#### 【0014】

図1は本実施例による超音波診断装置のブロック図である。本実施例による超音波診断装置は、心電計（ECG）1、超音波プローブ4、装置本体22、装置本体22に接続され、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体22にとりこむための操作パネル15とから構成される。操作パネル15には、関心領域（ROI）の設定などを行うためのマウス13やトラックボール14、モード切替スイッチ16等が設けられる。

#### 【0015】

超音波プローブ4は、圧電セラミック等の音響／電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ4の先端に装備される。

#### 【0016】

装置本体22はC P U 17をシステム全体の制御中枢として次のように構成さ

れている。プローブ4には超音波送信部6と超音波受信部5とが接続される。超音波送信部6は、パルス発生器6A、送信遅回路6B、パルサ6Cとを有する。パルス発生器6Aは例えば5KHzのレート周波数fr（周期；1/fr秒）でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅回路6Bに送られる。送信遅回路6Bは、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。送信遅回路6Bにはトリガ信号発生器19からのトリガがタイミング信号発生器18を介してタイミング信号として供給される。パルサ6Cは、送信遅回路6Bからレートパルスを受けたタイミングでプローブ4にチャンネル毎に電圧パルスを印加する。これにより超音波ビームが被検体に送信される。

#### 【0017】

被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波はプローブ4で受信される。プローブ4からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部5に取り込まれる。超音波受信部5は、プリアンプ5A、受信遅回路5B、加算器5Cとを有する。エコー信号は、チャンネル毎にプリアンプ5Aで増幅され、受信遅回路5Bにより受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、そして加算器5Cで加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この指向性を走査線と称する。

#### 【0018】

超音波受信部5から出力されるエコー信号は、レシーバ部7と、カラーフローマッピング(CFM)ユニット20とに送られる。レシーバ部7は、図示しないが、対数増幅器、包絡線検波回路、アナログディジタルコンバータ(A/D)から構成される。対数増幅器は、エコー信号を対数増幅する。包絡線検波回路は対数増幅器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号はアナログディジタルコンバータを介してデジタル化され、検波データとして出力される。

#### 【0019】

この検波データは、加算器23に直接送られ、またラインメモリ8を介してレート周期1/fr秒の遅延を受けて加算器23に送られる。ラインメモリ8は1

本の走査線上のサンプル点数分のメモリ素子を有する。加算器23は、レシーバ部7とラインメモリとから同期して供給される検波データ間で差分をとる。この差分データはBモードディジタルスキャンコンバータ(DSC)部9、メモリ合成部10を介して表示部11に送られ、造影剤の空間的分布、つまり血流画像としてビジュアルに表示される。Bモード用フレームメモリ12は、BモードDSC部9の出力を記憶するために具備される。加算器23による差分演算処理は、対数圧縮後の輝度差をとることを意味するが、ラインメモリ8をレシーバ部7の直前に配置して、対数圧縮前のリニアな信号の差分をとってもよい。

#### 【0020】

CFMユニット20は、図示しないが、位相検波回路、アナログディジタルコンバータ、MTIフィルタ、自己相関器、演算部から構成され、ドプラ効果による血流成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。血流情報はメモリ合成部10を介して表示部11に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてカラー表示される。

#### 【0021】

心電計1で検出された心電波形信号はアンプ2を介して参照データメモリ3に送られ、必要であればメモリ合成部10を介して表示部11に送られ、心電波形として表示される。

#### 【0022】

次に本実施例の作用を説明する。なお、この造影剤としては微小気泡が用いられる。図2は超音波送信部6及び超音波受信部5による遅延制御によるスキャンの手順に関する説明図である。図2(a)に示すように、1フレーム分のスキャン領域には120本の走査線が含まれるものとし、各走査線をスキャン順序にしたがって記号R1, R2, R3, …, R119, R120で識別するものとする。図2(b)に示すように、超音波ビームはレート周期 $1/f_r$ 秒で繰り返し被検体に送信され、且つ反射波は次の送信までの間受信される。本実施例では、同一走査線に対して超音波の送受信を2回繰り返す毎に、走査線を順次切り替えていく。このような動作を最初の走査線R1から最後の走査線R120まで行うことにより1フレーム分のスキャンが完了する。このような1フレーム分のスキャンは繰り返される。

## 【0023】

このようなスキャン手順によると、加算器23には、同一点に関する1回目の送受信によるエコー信号の検波データと、2回目の送受信によるエコー信号の検波データとが同期して供給される。両検波データは差分され、これにより生体組織からの反射成分が除去され、造影剤からの反射成分だけが抽出される。この原理を以下に説明する。

## 【0024】

図3は1回目の送受信と2回目の送受信による反射現象を造影剤と生体組織それぞれについて見た模式図である。図3(a), (b)に示すように、1回目で送信された超音波は造影剤(微小気泡)及び生体組織で反射し、プローブ4で受信される。造影剤である微小気泡は、超音波の送信パワーに応じて、超音波の照射を受けると全て又は一部が崩壊・消失する。つまり、1回目の送受信で全て又は一部の造影剤が崩壊・消失する。この状態で同じ走査線に2回目の送受信がなされると、図3(c)に示すように、当然のこととして崩壊した造影剤では反射しない。一方、図3(d)に示すように、生体組織に関しては1回目と同じように反射波が受信される。

## 【0025】

このように1回目の送受信で造影剤は全て又は一部が崩壊するので、1回目の送受信のときの造影剤の存在量に対して、2回目のそれは確実に減少している。つまり、1回目の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分に対して、2回目の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分は確実に減少することになる。一方、造影剤以外の組織からの反射成分は1回目と2回目では大きく変化することはない。

## 【0026】

したがって、1回目の送受信によるエコー信号(検波データ)から2回目の送受信によるエコー信号(検波データ)を差分した差分データは、消失した造影剤のみを反映することになり、このような差分データに基づいてBモード画像を生成することにより、造影剤の分布、つまり血流動態のみを画像化することが可能となる。このように本実施例は、造影剤が崩壊しやすいというマイナス面の

性質を積極的に活用して、造影効果を強調するものである。また、本実施例では体内で持続性・耐圧性のある侵襲性の高い危険な造影剤の使用を解除し得る。

## 【0027】

なお本実施例は次のように変形可能である。上述したような原理から、1回目の送受信のときの造影剤の存在量と、2回目の送受信のときの造影剤の存在量との差が大きいほど、つまり1回目の送受信で崩壊・消失する造影剤が多いほど、造影効果を強調することができる。したがって、同一の走査線に対してn（ $n \geq 3$ ）回、例えば3回超音波の送信を繰り返し、1回目のエコー信号と3回目のエコー信号間で差分をとることで造影効果を高めることができる。なお、この場合、1回目の検波データをラインメモリ8に記憶させ、3回目までは送信のみ行い受信は行わず、1回目の検波データと3回目の検波データとの間で差分を行えばよい。なお、この場合、2回目に送信する超音波の送信パワーを造影剤の大部分が崩壊する程度に十分大きくすることが好ましい。

## 【0028】

また他の変形例について説明する。この変形例の構成を図4に示す。図1と同じ部分には同符号を付する。この変形例では、加算器5Cの加算処理前であって、受信遅延回路5Bで受信遅延処理を受けた後のエコー信号についてチャンネル毎に差分をとるものである。差分後のエコー信号が加算器5Cによって加算される。なお、単チャネルのリニアなエコー信号の差分を意味する。

## 【0029】

さらに他の変形例について説明する。この変形例の構成を図5に示す。図1と同じ部分には同符号を付する。この変形例では、レシーバ部7からの検波データが、DSC9に直接供給される経路が追加される。これにより加算器23からの差分データによる造影効果が強調された画像と、レシーバ部7から出力される通常のBモード画像とを同時に表示させることが可能となる。この場合、通常はグレースケール表示を行っている2つの画像のうち一方の色調を他方と異なるものにすれば、従来のBモード画像と造影効果の強調された画像との同時観測が可能となる。

## 【0030】

**【発明の効果】**

本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記被検体の断面を超音波でスキャンし、得られたエコー信号に基づいてBモード画像を生成する超音波診断装置において、同一走査線に対して超音波の送受信を少なくとも2回繰り返しながら走査線を順次切り換えていくことにより前記被検体の断面をスキャンする走査手段と、前記走査手段により得られた同一走査線に関する2つのエコー信号どうしを差分する差分手段と、前記差分手段による差分信号に基づいて前記Bモード画像を生成する生成手段とを具備する。

**【0031】**

本実施例によれば、同一走査線に対して超音波が少なくとも2回ずつ送受信される。造影剤は超音波の照射を受けると全て又は一部が消失する。したがって、同一走査線に対して1回目の送受信のときの造影剤の存在量に対して、2回目以降のそれは確実に減少している。つまり、1回目の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分に対して、2回目以降の送受信によるエコー信号に含まれる造影剤からの反射成分は確実に減少することになる。一方、造影剤以外の組織からの反射成分は1回目と2回目以降では大きく変化することはない。したがって、1回目の送受信によるエコー信号から2回目以降の送受信によるエコー信号を差分した差分信号は消失した造影剤を反映していることになり、このような差分信号に基づいてBモード画像を生成することにより、造影剤の分布、つまり血流動態のみを画像化することが可能となる。このように本発明は、造影剤が崩壊しやすいというマイナス面の性質を積極的に活用して、造影効果を強調するものである。また、本発明では体内で持続性・耐圧性のある侵襲性の高い危険な造影剤の使用を解除し得る。

**【図面の簡単な説明】****【図1】**

本発明の一実施例に係る超音波診断装置のブロック図。

**【図2】**

スキャン手順の説明図。

**【図3】**

1回目の送受信と2回目の送受信による反射現象を造影剤と生体組織それぞれについて見た模式図。

【図4】

変形例のブロック図。

【図5】

他の変形例のブロック図。

【符号の説明】

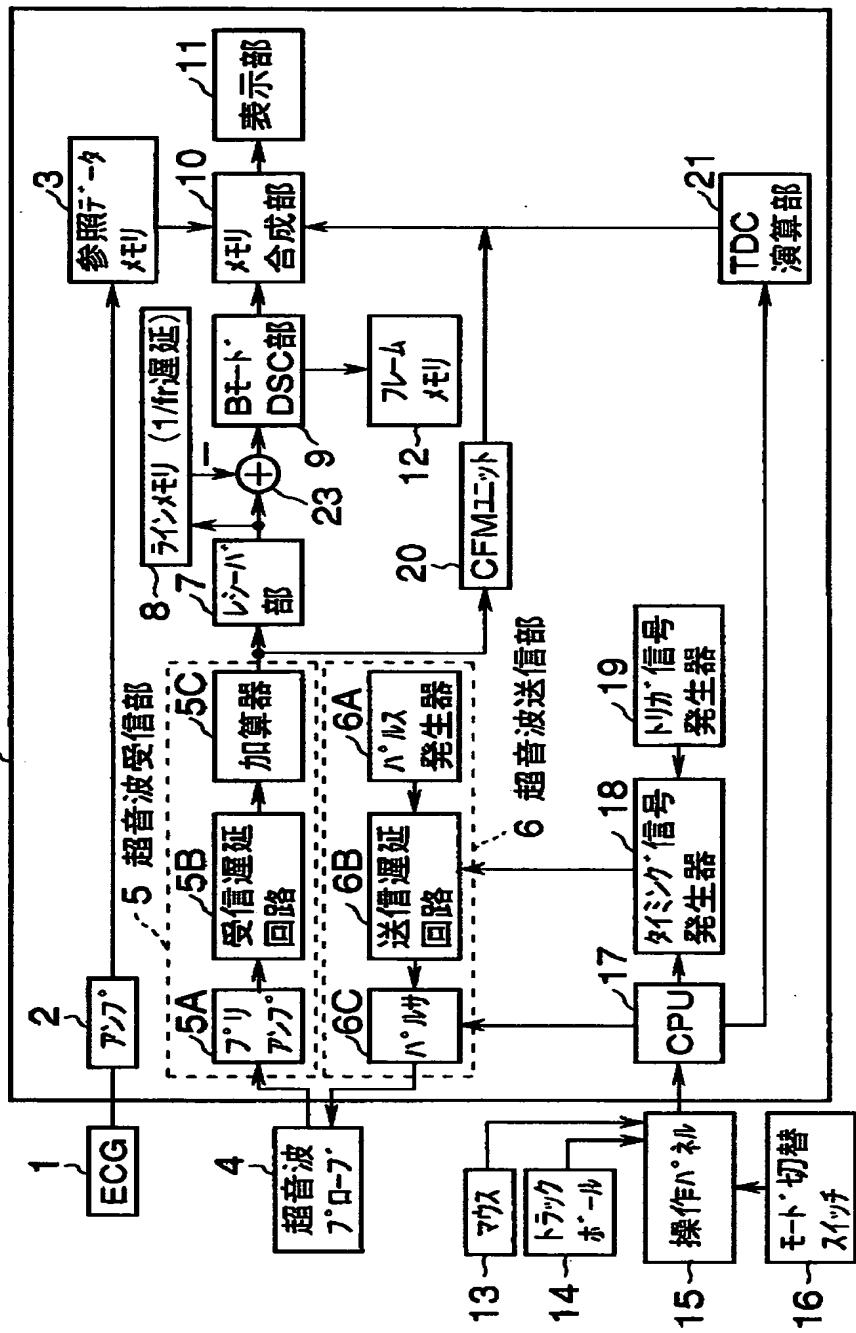
- |                 |                  |
|-----------------|------------------|
| 1 … 心電計、        | 2 … アンプ、         |
| 3 … 参照データメモリ、   | 4 … 超音波プローブ、     |
| 5 … 超音波受信部、     | 6 … 超音波送信部、      |
| 7 … レシーバ部、      | 8 … ラインメモリ、      |
| 9 … D S C、      | 10 … メモリ合成部、     |
| 11 … 表示部、       | 12 … フレームメモリ、    |
| 13 … マウス、       | 14 … トランクボール、    |
| 15 … 操作パネル、     | 16 … モード切替スイッチ、  |
| 17 … C P U、     | 18 … タイミング信号発生器、 |
| 19 … トリガ発生器、    | 20 … C F M ユニット、 |
| 21 … T D C 演算部、 | 22 … 装置本体、       |
| 23 … 加算器。       |                  |

【書類名】

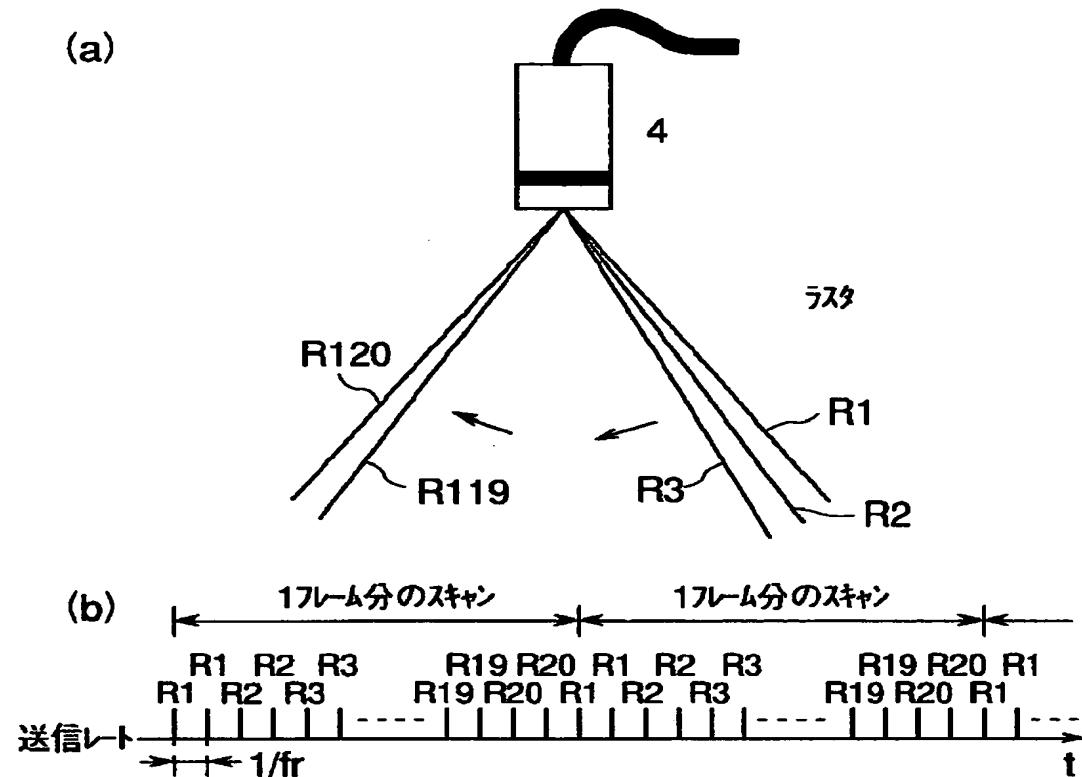
図面

【図 1】

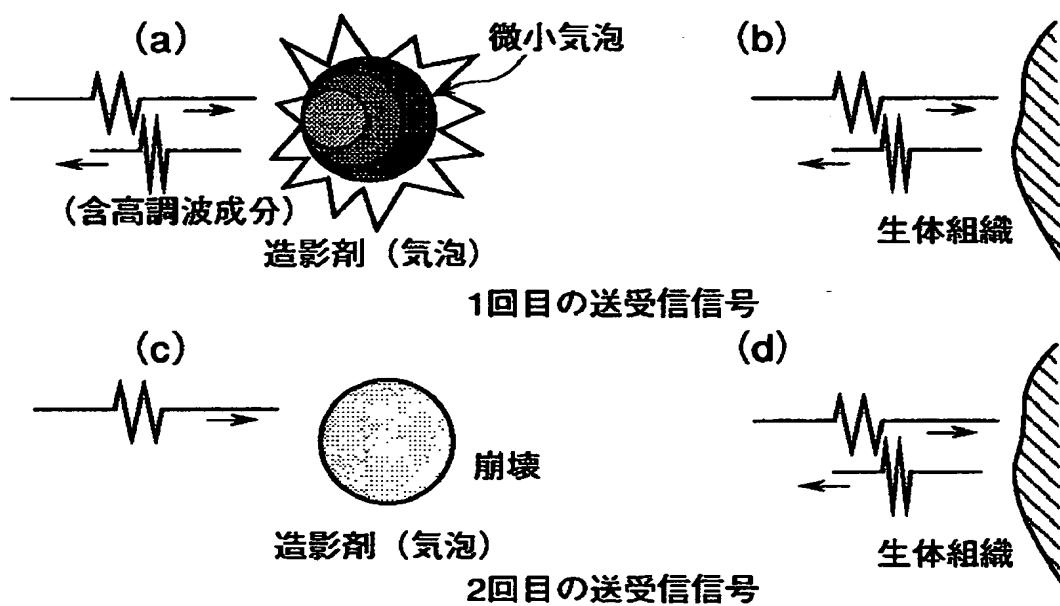
## 22 装置本体



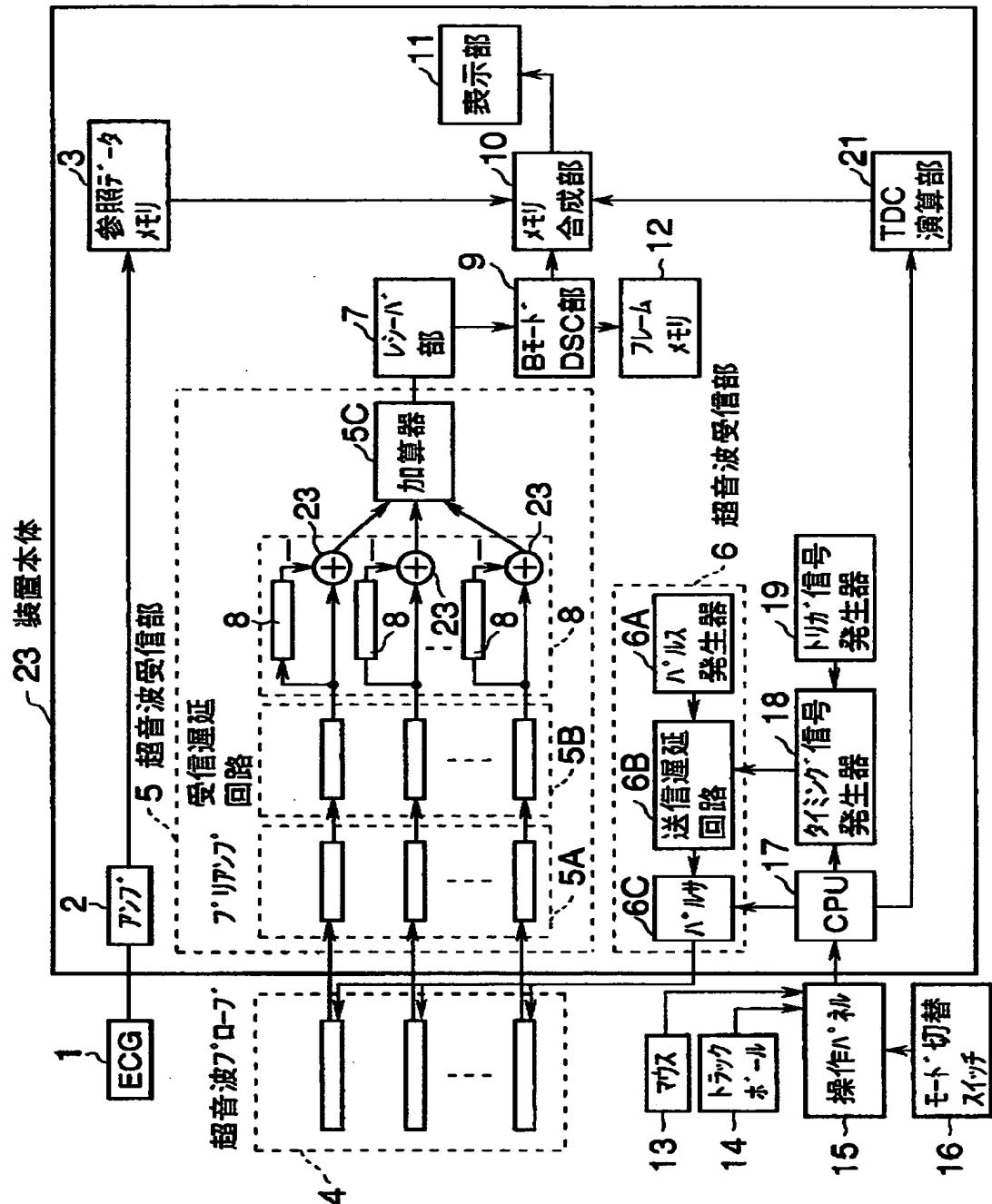
【図2】



【図3】

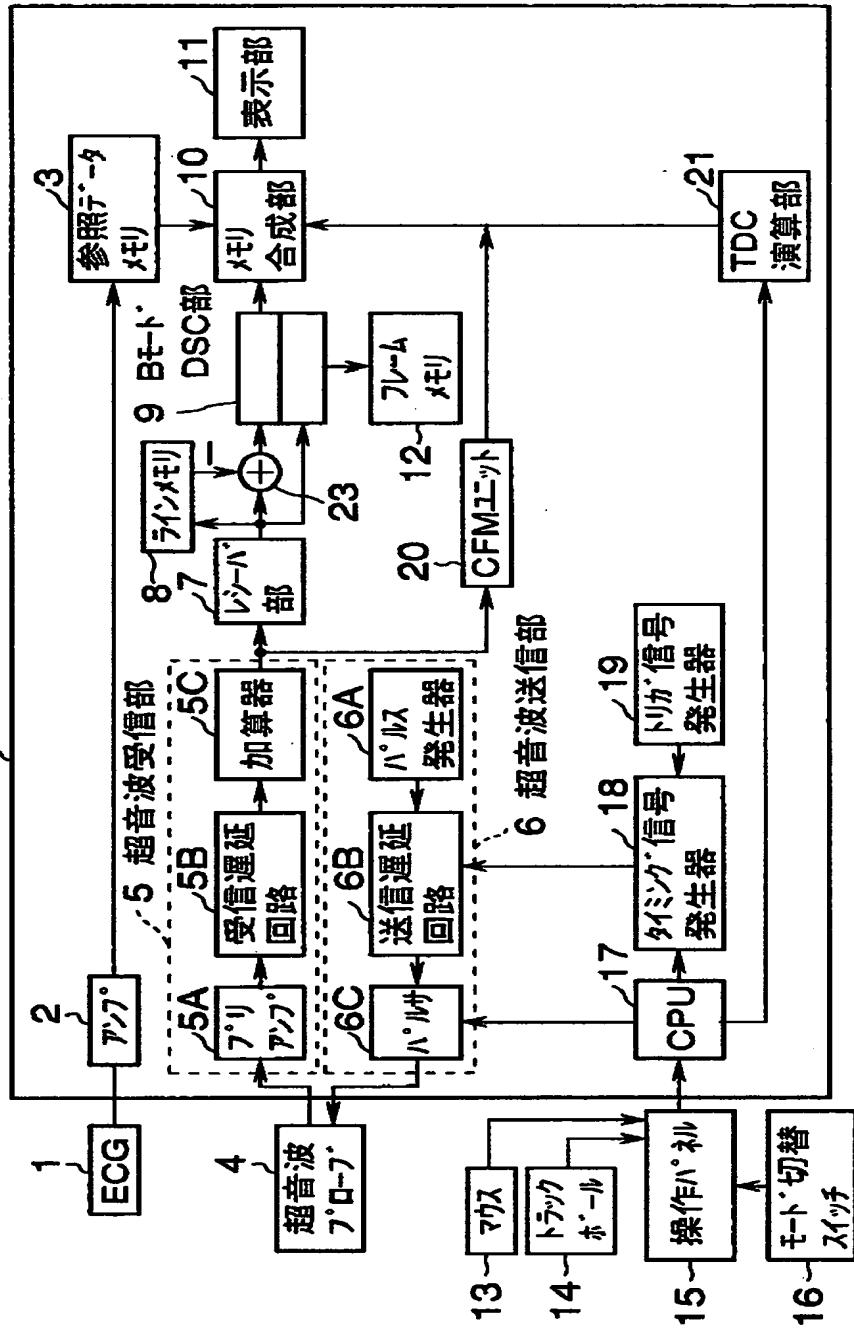


【図4】



【図5】

## 22 装置本体



【書類名】 要約書

【要約】

【目的】 本発明の目的は、より少量の造影剤投与で安定かつ効率的に造影剤からのエコーを受信し、これによってより詳細な血流動態の診断が可能となる超音波診断装置を提供することである。

【構成】 本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記被検体の断面を超音波でスキャンし、得られたエコー信号に基づいてBモード画像を生成する超音波診断装置において、同一走査線に対して超音波の送受信を少なくとも2回繰り返しながら走査線を順次切り換えていくことにより被検体の断面をスキャンする走査手段4，5，6と、走査手段により得られた同一走査線に関する2つのエコー信号どうしを差分する差分手段8，23と、差分手段による差分信号に基づいてBモード画像を生成するDSC9とを具備する。

【選択図】 図1



【書類名】 職権訂正データ  
【訂正書類】 特許願

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

## 【特許出願人】

【識別番号】 000003078  
【住所又は居所】 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
【氏名又は名称】 株式会社東芝

【代理人】 申請人  
【識別番号】 100058479  
【住所又は居所】 東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外國  
特許事務所内  
【氏名又は名称】 鈴江 武彦

出願人履歴情報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日

[変更理由] 新規登録

住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
氏 名 株式会社東芝